

# 基于改进质点-弹簧模型的图像变形仿真方法

袁志勇<sup>1</sup> 尹 乾<sup>2</sup> 胡 君<sup>1</sup> 冯仕堃<sup>1</sup>

(1 武汉大学 计算机学院, 湖北 武汉 430079;

2 北京师范大学 信息科学与技术学院, 北京 100875)

**摘要:** 为了满足仿真系统中对仿真的实时性和视觉效果上的真实性要求, 提出了一种改进的质点-弹簧模型, 采用传统的质点-弹簧模型与虚拟弹簧共同表征图像的表面, 利用 Verlet 数值积分更新图像变形期间的质点位置, 使用双线性插值技术实时绘制出动态变形的效果. 在 OpenGL 环境下对改进的 3D 质点-弹簧模型进行了仿真实验, 实验结果表明所提模型能逼真地模拟出图像变形的效果.

**关 键 词:** 虚拟现实; 图像变形; 视觉仿真; 质点-弹簧模型; 绘制

**中图分类号:** TP317.4    **文献标识码:** A    **文章编号:** 1671-4512(2009)01-0035-03

## Simulation of image deformation using improved mass-spring model

Yuan Zhiyong<sup>1</sup> Yin Qian<sup>2</sup> Hu Jun<sup>1</sup> Feng Shikun<sup>1</sup>

(1 School of Computer Science, Wuhan University, Wuhan 430079, China; 2 College of Information Science and Technology, Beijing Normal University, Beijing 100875, China)

**Abstract:** Image deformation is a key component in a virtual reality (VR) based visual simulation system. An improved mass-spring model is proposed. The surface was represented by virtual springs and conventional mass-spring model. Verlet integration was adopted to calculate the position of mass points during deformation without explicit computation of their velocities. A bilinear interpolation method was employed to generate a smooth mesh to render the deformed surface. The proposed method was implemented using OpenGL which generated realistic deformation images in real-time.

**Key words:** virtual reality; image deformation; visual simulation; mass-spring model; rendering

目前国际上使用的变形仿真系统大多采用基于绘制等值面的相关技术. 尽管使用这种技术的仿真系统执行速度较快, 但它缺乏某些仿真系统所必须的视觉细节, 例如医学手术仿真系统<sup>[1~3]</sup>. 近年来基于物理的变形仿真方法占主导地位, 质点-弹簧模型是现有的变形物理模型中静态变形模拟速度最快的一种<sup>[4,5]</sup>. 文献[6]将质点-弹簧模型应用于曲面的缝合和展开中, 并取得了快速、逼真的视觉模拟效果.

针对软组织的不同物理特性, 本文对传统的二维质点-弹簧模型进行改进, 提出一种用于软组织实时变形仿真的改进质点-弹簧模型. 首先, 采用垂直于组织表面质点网格的虚拟弹簧对组织内

力进行模拟, 以弥补传统的二维质点-弹簧模型的缺陷; 然后, 采用 Verlet 积分<sup>[7,8]</sup> 计算组织变形过程中新的质点位置, 从而回避了直接显式计算各质点的速度, 以便减少变形过程中的计算复杂度; 最后, 利用双线性插值技术对质点网格矩阵进行插值实现动态变形软组织的实时绘制<sup>[9,10]</sup>.

## 1 改进的 3D 质点-弹簧模型

由于内窥镜手术训练过程中的手术棒作用对象是软组织整体, 而非软组织的表面, 因此采用传统的质点-弹簧模型仅仅只考虑到表面质点间的作用力还不够全面, 还必须考虑内部组织间的作

用力.

提出的改进质点-弹簧模型由结构弹簧、剪切弹簧和虚拟弹簧组成. 设 3D 空间中的某个质点  $P_{ijk}(x_i, y_j, z_k)$ , 在改进的模型中, 为了使软组织变形的视觉效果更加逼真, 另外对质点  $P_{ijk}$  附加一个原始长度为 0, 节点在  $P_{ijk}$  初始点的弹簧来模拟软组织内部对质点  $P_{ijk}$  的内力. 质点  $P_{ijk}$  的虚拟弹簧如图 1 所示, 由于该弹簧的存在依赖于外力, 当外力消失后便不复存在, 所以称之为虚拟弹簧.

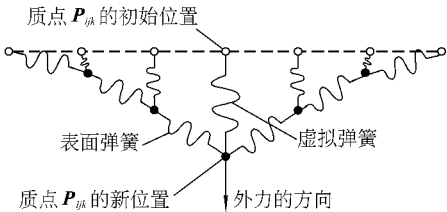


图 1 3D 空间中质点  $P_{ijk}$  的虚拟弹簧

### 1.1 改进 3D 质点-弹簧模型受力计算

在改进的 3D 质点-弹簧模型中, 质点同时受到内力和外力的作用. 当发生形变或运动时, 组织模型上的质点因受力而产生位移. 在改进的 3D 质点-弹簧模型中, 设计了两种类型的外力, 分别是手术外力  $F_{\text{surgical}}$  (即手术棒对组织施加的外力) 和阻尼力  $F_{\text{damp}}$ ; 两种类型的内力分别是弹簧力  $F_{\text{elastic}}$  和虚拟弹簧力  $F_{\text{virtual}}$ . 重力、空气阻力等, 因其数值相对上述力而言比较小, 故不予考虑.

由力学知识可知, 某个质点  $P_{ijk}$  的合力  $F_{ijk}$  可表示为

$$F_{ijk} = F_{\text{surgical}} + F_{\text{damp}} + F_{\text{elastic}} + F_{\text{virtual}} = ma_{ijk}, \tag{1}$$

式中:  $m$  表示各个质点的质量;  $a_{ijk}$  表示质点的加速度.

根据 Hooke 定律可知, 质点  $P_{ijk}$  的弹簧力为

$$F_{\text{elastic}}(P_{ijk}) = \sum_{P_{uvw} \in \text{Set}_8} k(|\overline{P_{ijk}P_{uvw}}|_t - |\overline{P_{ijk}P_{uvw}}|_0)(\overline{P_{ijk}P_{uvw}}/|\overline{P_{ijk}P_{uvw}}|_t), \tag{2}$$

式中:  $k$  表示结构弹簧和剪切弹簧的弹性系数;  $|\overline{P_{ijk}P_{uvw}}|_t$  表示在  $t$  时刻质点  $P_{ijk}$  和质点  $P_{uvw}$  的距离;  $|\overline{P_{ijk}P_{uvw}}|_0$  表示在 0 时刻 (即初始时刻) 质点  $P_{ijk}$  和质点  $P_{uvw}$  的初始距离;  $\text{Set}_8$  表示质点  $P_{ijk}$  的 8 邻域质点集合.

阻尼力  $F_{\text{damp}}$  计算公式为

$$F_{\text{damp}} = -C_{\text{damp}}\Delta P_{ijk}(t)/\Delta t \approx -C_{\text{damp}}V_{ijk}(t), \tag{3}$$

式中:  $C_{\text{damp}}$  表示阻尼系数;  $\Delta P_{ijk}(t)/\Delta t$  近似于质点  $P_{ijk}$  在  $t$  时刻的速度  $V_{ijk}(t)$ .

虚拟弹簧力  $F_{\text{virtual}}$  计算公式为

$$F_{\text{virtual}}(P_{ijk}) = -K'' \times \Delta S = -K''\{x_i(t) - x_i(0), y_j(t) - y_j(0), z_k(t) - z_k(0)\}, \tag{4}$$

式中:  $K''$  表示虚拟弹簧的弹性系数;  $\Delta S$  表示质点  $P_{ijk}$  相对于其初始位置的位移量.

经实验, 质点  $P_{ijk}$  所受的手术外力可由如下经验公式计算

$$F_{\text{surgical}}(P_{ijk}) = F_{\text{extering}} \exp[-d(P_{ijk}) \times 150 - 10], \tag{5}$$

式中:  $F_{\text{extering}}$  表示施加到整个组织的外力;  $d(P_{ijk})$  表示某质点  $P_{ijk}$  到控制点的距离.

### 1.2 Verlet 积分法

应用泰勒公式展开, 得

$$P_{ijk}(t + \Delta t) = P_{ijk}(t) + \Delta t V_{ijk}(t) + \Delta t^2 a_{ijk}(t)/2 + o(\Delta t^3); \tag{6}$$

$$P_{ijk}(t - \Delta t) = P_{ijk}(t) - \Delta t V_{ijk}(t) + \Delta t^2 a_{ijk}(t)/2 + o(\Delta t^3), \tag{7}$$

将上式两边相加, 得

$$P_{ijk}(t + \Delta t) \approx 2P_{ijk}(t) - P_{ijk}(t - \Delta t) + \Delta t^2 a_{ijk}(t). \tag{8}$$

在 3D 空间中, 设加速度  $a_{ijk}$  在  $t$  时刻的坐标值是  $(a_i(t), a_j(t), a_k(t))$ , 则质点  $P_{ijk}(x_i, y_i, z_k)$  的新的坐标位置可由下式计算:

$$\begin{cases} x_i(t + \Delta t) \approx 2x_i(t) - x_i(t - \Delta t) + \Delta t^2 a_i(t); \\ y_j(t + \Delta t) \approx 2y_j(t) - y_j(t - \Delta t) + \Delta t^2 a_j(t); \\ z_k(t + \Delta t) \approx 2z_k(t) - z_k(t - \Delta t) + \Delta t^2 a_k(t), \end{cases} \tag{9}$$

式中  $\Delta t$  是可设定的时间步长.

## 2 内窥镜图像的绘制

模型的物理参数确定可采用试验方法确定. 为了保证组织变形过程中计算的实时性, 采用双线性插值技术对变形后的质点网格矩阵进行处理, 如图 2 所示; 然后再把内窥镜图像映射到该网格矩阵上即可实现内窥镜图像的绘制.

在 3D 空间中, 对  $m \times m \times 3$  变形网格矩阵的相邻两个质点插入  $n$  个新质点; 当  $n$  个新质点被添加后, 新的网格矩阵大小是  $M \times M \times 3$ , 其中  $M = (m-1)n + m$ .

设  $X, Y$  和  $Z$  代表了  $m \times n \times 3$  大小为  $m \times n$  的 3D 坐标分量所对应的矩阵, 采用双线性插值方法对新添加的质点进行插值处理便生成了更密集的新的质点网格图形. 找一幅彩色内窥镜组织图像, 把图像中  $331 \times 331$  的区域对应的像素的颜

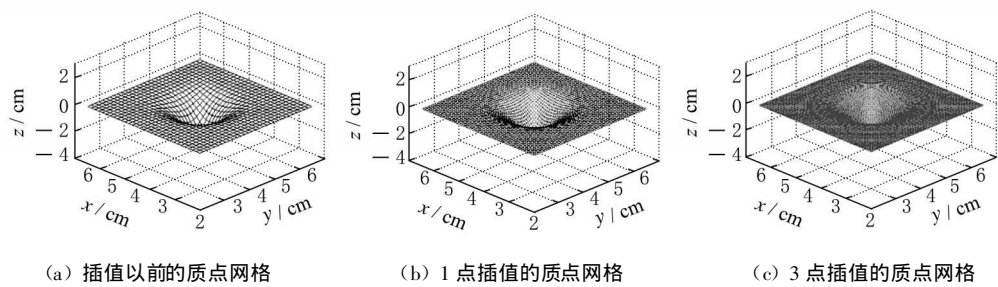


图 2 变形质点网格的插值

色填充到插值后的对应变形网格中. 这样便实现了内窥镜组织图像的绘制工作.

3 实验结果

组织所施加的手术外力可表示为  $F_{\text{extering}} = (F_{dx}, F_{dy}, F_{dz})$ . 当操作手术棒垂直对组织施加手

术外力时,  $F_{\text{extering}} = (0, 0, F_{dz})$ .

图 3 列出了在典型的垂直手术外力作用下网格动态变形的过程( $F_{\text{extering}} = (0, 0, -10\ 000)$ , 表示最大的 100 % 手术外力).

利用 Visual C++ 和 OpenGL 实现了改进的 3D 质点-弹簧模型并模拟出组织的变形. 实验结果表明改进的 3D 质点-弹簧模型完全满足组织变形的实时性和视觉效果的真实性两方面的要求.

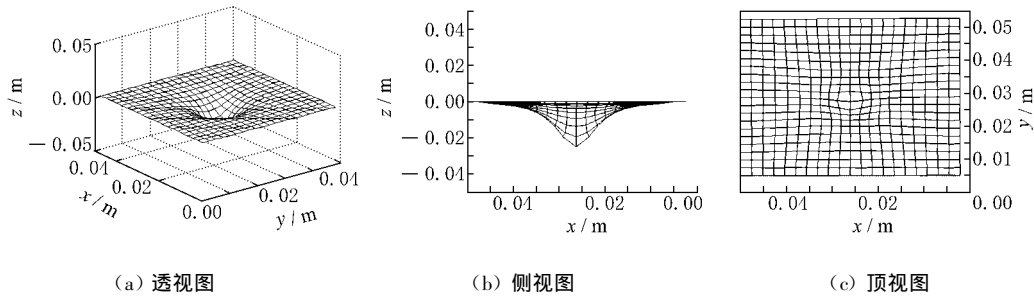


图 3 典型垂直手术外力作用下的网格变形示意图

感谢美国匹兹堡大学工程学院知名信息处理专家 Mingui Sun 教授、知名外科手术专家 Scalabssi 教授和图形处理专家 Qiang Liu 博士所提供的指导. 同时感谢美国匹兹堡大学计算神经科学实验室所有同事对作者的帮助.

参 考 文 献

[ 1 ] Cageta y B, Mert S, Mathias H, et al. VR-based simulators for training in minimally invasive surgery[ J]. IEEE Computer Graphics and Applications 2007, 27(2): 54-66.

[ 2 ] Andre N, Stefan W, Marie-Therese F, et al. Advanced virtual endoscopic pituitary surgery[ J]. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics 2005, 11(5): 497-507.

[ 3 ] Kuhnapei U, Cakmak H K, Maab H. Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation[ J]. Computer & Graphics, 2000, 24(5): 671-682.

[ 4 ] Provot X. Deformation constraints in a mass-spring model to describe rigid cloth behavior[ C] //Proceedings of Graphics Interface. Quebec: Canadian Information Processing Society, 1995: 147-154.

[ 5 ] 张庆丰. 织物变形的物理仿真技术[ J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2001(5): 449-454.

[ 6 ] 樊 劲, 周 济, 王启付, 等. 基于弹簧质点模型的二维/三维映射算法[ J]. 软件学报, 1999, 10(2): 140-148.

[ 7 ] Loup V. Computer experiments on classical fluids [ J]. Physical Review, 1967, 159(1): 98-103.

[ 8 ] Guarnieri F. Theory and algorithms for mixed monte carlo-stochastic dynamics simulations[ J]. Journal of Mathematical Chemistry, Springer Netherlands, 1995, 8(1): 25-35.

[ 9 ] William K. Pratt. Digital image processing[ M]. 3rd Edition. New York: John Wiley and Sons 2001.

[ 10 ] Castleman R K. Digital image processing[ M]. New York: Prentice-Hall International, 1998.